

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4208694号
(P4208694)

(45) 発行日 平成21年1月14日(2009.1.14)

(24) 登録日 平成20年10月31日(2008.10.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 320 Z
A 6 1 B 6/00 300 S
A 6 1 B 6/00 360 Z

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号

特願2003-360522 (P2003-360522)

(22) 出願日

平成15年10月21日 (2003.10.21)

(65) 公開番号

特開2005-124620 (P2005-124620A)

(43) 公開日

平成17年5月19日 (2005.5.19)

審査請求日

平成18年10月16日 (2006.10.16)

(73) 特許権者 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(74) 代理人 100075948

弁理士 日比谷 征彦

(72) 発明者 松本 和弘

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
ヤノン株式会社内

審査官 長井 真一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線透視撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を照射するX線照射手段と、二次元状に配列された画素により構成されるX線検出手段と、該X線検出手段により画素毎に読み出された画像情報を隣接する画素の画像情報と加算する加算手段と、前記X線照射手段により照射されるX線の照射野の大きさと前記加算手段で加算する画素の範囲とに応じて、前記X線照射手段の管電流を制御する制御手段とを有し、該制御手段は、前記照射野の大きさを小さくするに従い前記管電流を大きくすると共に前記画素加算の範囲を少なくする制御と、前記照射野の大きさを変えない場合には、前記画素加算の範囲が大きくなるに従い前記管電流を小さくする制御とを行うことを特徴とするX線透視撮影装置。

10

【請求項 2】

X線を照射するX線照射手段と、二次元状に配列された画素により構成されるX線検出手段と、該X線検出手段により画素毎に読み出された画像情報を隣接する画素の画像情報と加算する加算手段と、前記X線照射手段により照射されるX線の照射野の大きさと前記X線照射手段の管電流とに応じて前記加算手段における加算する画素の範囲を制御する制御手段とを有し、該制御手段は、前記照射野の大きさを小さくするに従い前記管電流を大きくすると共に前記画素加算の範囲を少なくする制御と、前記照射野の大きさを変えない場合には、前記管電流が大きくなるに従い前記画素加算の範囲を小さくする制御とを行うことを特徴とするX線透視撮影装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】**【0001】**

本発明は、被検体を透過したX線像を可視化するX線透視撮影装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

X線撮影装置を使用した画像診断分野、特に透視撮影装置ではI.I.(イメージインテンシファイア)-テレビシステムが広く用いられている。即ち、図6に示すようにX線管球1からのX線をX線絞り2を介して被検体Pに照射し、被検体P内を透過した透過X線を検出器ユニット3で検出して画像信号に変換し、変換された画像信号を画像処理手段4を経てモニタ5に画像として表示するようになっている。

【0003】

被検体Pに照射されるX線はX線絞り2を介することにより、撮影上必要とされる所定の範囲にのみ照射されるように設定される。検出器ユニット3は被検体Pの透過X線をI.I.3aにより可視光の光学像に変換し、変換された光学像を光学系3bによりテレビカメラ3cに導き、この光学像をテレビカメラ3cで画像信号に変換する。

【0004】

画像処理手段4は入力された画像信号をデジタル画像データに変換して、画像拡大・縮小、画像位置の移動、画像データの加減算等の種々の演算、画像処理を行う。また、記録装置6は画像処理前或いは画像処理後のデジタル画像データの記録・保管を行うものであり、被検体PにX線を連続的又はパルス的に照射して撮影された動画像を保管したり、動画像を観察しながら任意のタイミングで撮影された静止画像を保管することも可能である。

【0005】

このような透視撮影装置のI.I.3aの入力面3a'に入射する被検体Pの透過X線の撮影可能な領域を視野サイズと呼んでいる。通常のI.I.3aの最大視野サイズはその口径により定まり、設定可能な視野サイズはステップ的に切換わるようになっている。被検体Pの撮影では、この視野サイズを設定することにより撮影領域の大きさを決定している。

【0006】

また、この視野サイズを小さくすることにより、拡大された解像度の高い光学像を得ることも可能である。12インチのI.I.3aであれば、例えば12、9、7.5、6インチの4つのサイズに切換えられるようになっていて、視野サイズを6インチに設定すると12インチの4倍の拡大率(解像度)での撮影も可能となる。

【0007】

更に、特許文献1においては、撮影部位及び透視モード、撮影モードに応じてX線像の適切な可視化を行うことができるX線診断装置が開示されている。

【0008】**【特許文献1】特許第2786849号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0009】**

しかしながら、上述の従来装置には次に述べるような問題点がある。被検体Pの撮影において、目的部位の撮影の位置決めを行う際の透視撮影では、広領域かつ高感度、低X線量であることが望ましく、また透視撮影を行う動画像撮影や静止画像撮影を行うスポット撮影では、高S/Nかつ高解像度であることが好ましい。また、何れの撮影においても、被検体Pの撮影領域は自在に設定できることが望まれている。

【0010】

例えば、透視撮影時に広範囲な撮影画像から、目的部位の透視撮影やスポット撮影が必要な領域(関心領域)を特定する際に、より鮮明な高S/Nの画像を得るために、照射さ

10

20

30

40

50

れるX線量を増加して撮影したり、解像度を上げて撮影したり、徐々に撮影領域を狭めながら関心領域を追い込んでゆく場合に、上述の要望が高い。

【0011】

しかし、このような撮影の場合に、X線の照射条件とX線絞りの設定やI.I.3aの視野サイズの設定を独立に行わなければならず、操作性に難点がある。

【0012】

また、透視撮影中にI.I.3aの視野サイズをよりも小さなサイズに切換えた場合に、選択された視野サイズに合わせて、X線絞り2の開度を制御してX線照射領域を視野サイズに一致させる技術も知られているが、X線絞り2の移動中に可視化されない無駄なX線が照射されることになる。

10

【0013】

本発明の目的は、上述の課題を解消し、透視撮影や関心領域の動画像撮影やスポット撮影のそれに応じた所望のX線像を、簡略化された操作により撮影を可能とし、被検体への被曝線量を低減させ得るX線透視撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成するための本発明に係るX線透視撮影装置は、X線を照射するX線照射手段と、二次元状に配列された画素により構成されるX線検出手段と、該X線検出手段により画素毎に読み出された画像情報を隣接する画素の画像情報と加算する加算手段と、前記X線照射手段により照射されるX線の照射野の大きさと前記加算手段で加算する画素の範囲とに応じて、前記X線照射手段の管電流を制御する制御手段とを有し、該制御手段は、前記照射野の大きさを小さくするに従い前記管電流を大きくすると共に前記画素加算の範囲を少なくする制御と、前記照射野の大きさを変えない場合には、前記画素加算の範囲が大きくなるに従い前記管電流を小さくする制御とを行うことを特徴とする。

20

【0015】

本発明に係るX線透視撮影装置は、X線を照射するX線照射手段と、二次元状に配列された画素により構成されるX線検出手段と、該X線検出手段により画素毎に読み出された画像情報を隣接する画素の画像情報と加算する加算手段と、前記X線照射手段により照射されるX線の照射野の大きさと前記X線照射手段の管電流とに応じて前記加算手段における加算する画素の範囲を制御する制御手段とを有し、該制御手段は、前記照射野の大きさを小さくするに従い前記管電流を大きくすると共に前記画素加算の範囲を少なくする制御と、前記照射野の大きさを変えない場合には、前記管電流が大きくなるに従い前記画素加算の範囲を小さくする制御とを行うことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明に係るX線透視撮影装置によれば、透視撮影や関心領域の動画像撮影やスポット撮影それに応じた所望のX線像が、簡略化された操作により撮影可能となる。

【0020】

更に、撮影中の操作の簡略化によって撮影時間が短縮され、被検体への被曝線量の低減が可能となる。

40

【実施例1】

【0024】

図1はX線透視撮影装置の実施例1を示すブロック構成図である。この撮影装置においては、被検体PにX線を照射するX線管球11の前に、X線照射野を決定するX線絞り12、被検体Pが乗る天板13、被検体Pを透過したX線を検出するX線平面検出器14が順次に配列されている。

【0025】

X線平面検出器14の出力は、X線平面検出器14から画像データを読み出す読出回路15、読み出された画像データに画像処理を施す画像処理部16、画像データを可視化するテレビモニタなどの表示部17に順次に接続され、画像処理部16内には画像データを

50

保管するメモリ部 18、演算部 19 が設けられている。

【0026】

X 線絞り 12 の近傍には、X 線絞り 12 の開度を検知する開度検知手段 20 が設けられ、その出力は制御部 21 に接続されている。また、X 線絞り 12 には、その開き量を指定する照射野設定手段 22 の出力が接続され、更に照射野設定手段 22 の出力は制御部 21 に接続されている。

【0027】

制御部 21 には、撮影に関連する各制御パラメータの入力や指定の操作を行う入力手段 23 が接続されていると共に、制御部 21 内には記憶部 24 が設けられている。また、制御部 21 の出力は X 線管球 11、読出回路 15、演算部 19 に接続されている。更に、X 線照射方向に関する X 線管球 11、被検体 P、天板 13 と X 線平面検出器 14 との相互の距離は、撮影中固定されている。10

【0028】

図 2 は X 線平面検出器 14、読出回路 15 の構造と作動を示す概念図である。X 線平面検出器 14 に被検体 P を透過した X 線が入射すると、X 線は図示しない蛍光板によって光に変換され、二次元状に配列された光電変換素子 14a において X 線強度に応じた電荷が発生する。この電荷は変換素子 14a 内部の蓄積部に蓄積されて、被検体 P の X 線画像が二次元状の電荷分布に変換される。

【0029】

続いて、最上列の各変換素子 14a に備えられた転送部 14b の TFT (thin-film transistor) に転送パルス P が送られ、転送部 14b にスイッチ信号が入力される。このとき、変換素子 14a に蓄積された電荷は、転送部 14b を通して読出回路 15 のマルチブレクサ 15a のスイッチ 15b に転送され、スイッチ 15b が 1 個ずつ 15b1、15b2、… の順に接続することにより、最終的に信号出力端子 15c に順次に転送され、最上列 1 ライン分の画像信号の読み出しが完了する。20

【0030】

読み出された画像信号は、図示しない増幅器や A/D 変換器等を介してデジタル画像データに変換される。このようにして、最上列から最下列に順次に転送パルス P を送り、これに同期してマルチブレクサ 15a のスイッチ 15b が左から右に順次に接続されることにより、X 線平面検出器 14 の全面の画像信号の読み出しが行われ、画像処理部 16 のメモリ部 18 には X 線画像がデジタル画像データとして記憶保管される。30

【0031】

通常、被検体 P の特定部位の撮影による診断では、撮影領域を狭くした場合ほど、より詳細な画像を観察したいという要求が多い。例えば、撮影部位が心臓近辺の場合で、胸部全体の画像から撮影領域を狭めながら腫瘍等の関心領域を特定したい場合や、関心領域をより詳細に観察したい場合がある。

【0032】

この実施例では、診断上必要とされる撮影部位や撮影領域の大きさ、解像度や画質に応じて、X 線が照射される照射野の大きさと X 線の照射条件等の相關テーブルが、撮影前に予め入力されて記憶されている。X 線の照射条件としては、例えば管電圧、管電流、パルス照射のパルス幅やパルスレート等が考えられる。40

【0033】

図 3 は撮影部位と照射野の大きさの関連の例を示す説明図である。胸部全体 B、心臓近辺 H、心臓近辺 H の関心領域 C を撮影するために必要十分な照射野の大きさをそれぞれ R1、R2、R3 とし、胸部全体 B は低解像度の画像、心臓近辺 H は中解像度の画像、関心領域 C は高解像度の画像を撮影するとすると、表 1 に示すような相關テーブルが撮影前に設定、記憶される。ただし、管電流 (A) は A1 < A2 < A3 の関係にある。

【0034】

表 1

照射野 R	管電圧 (V)	管電流 (A)	読出方法 / 演算方法
-------	---------	---------	-------------

R R 3	V 1	A 3	画素加算なし
R 3 < R R 2	V 1	A 2	4 画素加算
R 2 < R R 1	V 1	A 1	16 画素加算

【 0 0 3 5 】

この相関テーブルの例では、撮影部位が胸部全体 B に限定されるので管電圧 (V) は一定となっているが、管電流 (A) は高解像度、高 S/N の画像が要求される撮影領域ほど大きくなっている。

【 0 0 3 6 】

図 4 は作動のフローチャート図であり、先ず相関テーブルが入力手段 2 3 から撮影前に予め入力され（ステップ S 1）、記憶部 2 4 に記憶される（ステップ S 2）。次に、撮影者が照射野設定手段 2 2 により照射野 R を R 1 に設定すると（ステップ S 3）、X 線絞り 1 2 が図示しない駆動機構により自動的に所定量だけ開く（ステップ S 4）。X 線管球 1 1 と被検体 P と X 線平面検出器 1 4 との相対距離は一定なので、X 線絞り 1 2 の開き量は照射野 R の設定された大きさに連動して一義的に決定される。この照射野 R の設定においては、X 線絞り 1 2 を手動操作しても支障はない。

10

【 0 0 3 7 】

照射野 R が設定されると同時に、照射野設定手段 2 2 による設定値又は開度検知手段 2 0 による開度値の何れかが制御部 2 1 に送信され（ステップ S 5）、表 1 の相関テーブルに基づいた照射条件により、被検体 P の胸部全体 B に X 線が照射される（ステップ S 6）。この例では、撮影部位が胸部全体 B なので照射野の大きさは R 1 であり、相関テーブルの第 3 行目の条件が適用され、照射される X 線の管電圧 (V) は照射野 R 1 の大きさに依存せずに一定値 V 1 であるが、管電流 (A) は小電流 A 1 となる。

20

【 0 0 3 8 】

照射された X 線は被検体 P の胸部を透過して X 線平面検出器 1 4 に入射後に、読出回路 1 5 により読み出されて画像信号に変換される。更に必要に応じて、読出回路 1 5 による画像信号の読み出方法も相関テーブル上で関連付けることができる。この例では、互いに隣接する 4×4 (= 16) 画素の画像信号を 1 画素分の画像信号として加算して読み出すように制御される（ステップ S 7）。

【 0 0 3 9 】

即ち、図 2 で説明した二次元状に配列された変換素子 1 4 a のうち、互いに隣接する最上列 4 列の変換素子 1 4 a の転送部 1 4 b に同時に転送パルス P が送られ、転送部 1 4 b である TFT にスイッチ信号が入力される。すると、縦に隣接する 4 画素の画像信号が同時にマルチプレクサ 1 5 a のスイッチ 1 5 b に転送される。そして、隣接する 4 つのスイッチ 1 5 b が同時に接続されると、隣接する 16 画素の画像信号を同時に加算して読み出すことができる。

30

【 0 0 4 0 】

この隣接するマルチプレクサ 1 5 a の 4 つのスイッチ 1 5 b の同時接続を左から右に順次に繰り返すことにより、最上列 4 列分の画像信号の読み出しが 16 画素毎に完了する。この動作を最上列から最下列へ順次に繰り返すことにより、16 画素の画像信号を 1 画素分として読み出すことができる。このように読み出された画像信号は、胸部全体 B の X 線画像として表示部 1 7 に表示される（ステップ S 8）。

40

【 0 0 4 1 】

表示された画像は、互いに隣接する 16 画素の画像信号を 1 画素分として表示された低解像度の画像である。一方、X 線照射の際に X 線管球に流れる管電流 A 1 が小さいので、被検体 P の単位面積当たりの被爆線量も小さいが、隣接する 16 画素に照射される X 線量が加算されて 1 画素分の画像データとして扱われる所以、表示される 1 画素分の見かけ上の X 線量は概略 16 倍となる。

【 0 0 4 2 】

別の例として、心臓近辺 H を撮影するために、撮影者が照射野設定手段 2 2 により照射野 R を R 2 に設定すると（ステップ S 3）、X 線絞り 1 2 が所定量だけ閉じる（ステップ

50

S 4)。同時に、照射野設定手段 2 2 による設定値又は開度検知手段 2 0 による開度値の何れかが制御部 2 1 に送信され(ステップ S 5)、表 1 の相關テーブルに基づいた照射条件により被検体 P の心臓近辺 H のみに X 線が照射される(ステップ S 6)。即ち、X 線の管電圧(V)は一定値 V 1 であるが、管電流(A)は中電流 A 2 となる。照射された X 線は被検体 P の心臓近辺 H を透過して X 線平面検出器 1 4 に入射後に、読み回路 1 5 により読み出されて画像信号に変換される。

【 0 0 4 3 】

読み回路 1 5 による画像信号の読み出方法も、表 1 の相關テーブルの第 2 行目の条件に基づいて行われ、互いに隣接する $2 \times 2 (= 4)$ 画素の画像信号を 1 画素分の画像信号として読み出すように制御される(ステップ S 7)。即ち、変換素子 1 4 a のうち、互いに隣接する最上列 2 列の各変換素子の転送部 1 4 b に同時に転送パルス P が送られ、転送部 1 4 b である T F T にスイッチ信号が入力される。また、隣接するマルチプレクサ 1 5 a の 2 つのスイッチ 1 5 b が同時に接続され、隣接する 4 画素の画像信号が同時に加算して読み出される。10

【 0 0 4 4 】

この隣接するマルチプレクサ 1 5 a の 2 つのスイッチ 1 5 b の同時接続を左から右に順次に繰り返すことにより、最上列 2 列分の画像信号の読み出しが 4 画素毎に完了し、この動作を最上列から最下列へ順次に繰り返すことにより 4 画素の画像信号を 1 画素分として読み出すことができる。

【 0 0 4 5 】

以上のように画像信号として読み出され、表示部 1 7 に表示される(ステップ S 8)。表示された心臓近辺 H の X 線画像は、隣接する 4 画素の画像信号を 1 画素分として表示された中解像度の画像である。一方、隣接する 4 画素に照射される X 線量が加算されて、1 画素分の画像データとして扱われる所以、表示される 1 画素分の見かけ上の X 線量は約 4 倍となる。20

【 0 0 4 6 】

更に別の例として、関心領域 C を撮影するために、撮影者が照射野設定手段 2 2 により照射野 R を R 3 に設定すると(ステップ S 3)、X 線絞り 1 2 が再び所定量閉じて(ステップ S 4)、被検体 P の関心領域 C のみに X 線が照射される。このとき、照射野設定手段 2 2 による設定値又は開度検知手段 2 0 による開度値の何れかが制御部 2 1 に送信され(ステップ S 5)、表 1 の相關テーブルの第 1 行目に基づいた照射条件により X 線が照射される(ステップ S 6)。即ち、X 線の管電圧(V)は一定値 V 1 のままであるが、管電流(A)は大電流 A 3 となる。30

【 0 0 4 7 】

照射された X 線は被検体 P の関心領域 C を透過して X 線平面検出器 1 4 に入射後に、読み回路 1 5 により読み出されて画像信号に変換される。読み回路 1 5 による画像信号の読み出方法も表 1 の相關テーブルに基づいて行われ、1 画素の画像信号を 1 画素分の画像信号として読み出すように制御され(ステップ S 7)、表示部 1 7 に表示される(ステップ S 8)。

【 0 0 4 8 】

このように画像信号として読み出され、表示部 1 7 に表示された関心領域 C の X 線画像は、1 画素の画像信号を 1 画素分として表示された高解像度の画像であり、表示される 1 画素分の見かけ上の X 線量は X 線管球 1 1 から照射された X 線量そのものとなる。40

【 実施例 2 】

【 0 0 4 9 】

実施例 1 では、隣接する変換素子 1 4 a に蓄積された画像信号の加算を読み出す段階で行っているが、画像信号を各変換素子 1 4 a 每に個別に読み出しデジタル画像データに変換した後に、隣接する画像データの加算処理を演算部 1 9 において行い、この X 線画像を表示するようにしてもよい。また、各照射野 R の撮影で解像度を変える必要がなければ、照射野 R の切換えに応じて管電流(A)のみ連動するように、相關テーブルを設定しても50

よい。

【0050】

図5は実施例2のフローチャート図である。表2は実施例2における照射野の大きさと読み出方法又は演算方法に連動するX線の照射条件との相関テーブルを示している。

【0051】

表2

照射野 R	管電圧 (V)	管電流 (A)	読み出方法 / 演算方法	
R R 3	V 1	A 3	画素加算なし	
R 3 < R R 2	V 1	A 2	4画素加算	
R 2 < R R 1	V 1	A 3	画素加算なし	10
		A 2	4画素加算	
		A 1	16画素加算	

【0052】

また、図1のブロック構成図において、被検体Pの透視撮影中での読み出回路15の読み出方法又は演算部19の演算方法が、入力手段23から変更可能とされている。

【0053】

このような構成の撮影装置を使用した撮影手順として、例えば実施例1と同様に照射野R1に設定されて、デフォルト条件としてX線の管電圧(V)がV1、管電流(A)がA1の照射条件下で撮影が開始され、隣接する16画素を1画素分として表示された胸部全体BのX線画像が観察された後に(ステップS10)、この胸部全体Bの画像をより高解像度、例えば4倍の解像度で観察したい場合に、実施例1では照射野RをR2に狭くしなければ解像度を上げることができない。

【0054】

しかし本実施例2では、読み出方法又は演算方法を入力手段23の操作により「4画素加算」に設定すると(ステップS11)、制御部21が表2の相関テーブルに基づいてX線管球11及び読み出回路15又は演算部19を制御することにより、照射野R1のままで管電流(A)がA1からA2に切換わり(ステップS12)、隣接する4画素の画像データが1画素分として表示される(ステップS13)。

【0055】

同様に、更に高解像度で観察したい場合には、読み出方法又は演算方法を「画素加算なし」に設定すると(ステップS14)、管電流(A)がA2からA3に切換わり(ステップS15)、1画素の画像データが1画素分として表示される(ステップS16)。従って、照射野Rの大きさを変えることなく、より高解像度の画像の観察が可能となり、臨機応変な所望の撮影が可能となる。

【実施例3】

【0056】

表3は実施例3における照射野Rの大きさと、X線の照射条件と連動する読み出方法又は演算方法との相関テーブルを示している。

【0057】

表3

照射野 R	管電圧 (V)	管電流 (A)	読み出方法 / 演算方法	
R R 3	V 1	A 3	画素加算なし	
R 3 < R R 2	V 1	A 2	4画素加算	
R 2 < R R 1	V 1	A 2 A A 3	4画素加算	
		A 1 A A 2	16画素加算	
		A 3	画素加算なし	

【0058】

また、図1のブロック構成図において、被検体Pの透視撮影中でのX線管球11の管電流(A)が入力手段23から変更可能とされている。

【0059】

10

20

30

40

50

このような構成の撮影装置を使用した撮影手順として、図5に示すフローチャート図において、例えば実施例1と同様に照射野R1が設定されて、デフォルト条件としてX線の管電圧(V)がV1、管電流(A)がA1の照射条件下で撮影が開始され、隣接する16画素を1画素分として表示された胸部全体BのX線画像が観察された後に(ステップS10)、この胸部全体Bの画像をより高S/Nで鮮明な画像で観察したい場合に、実施例1では照射野RをR2に狭くしなければ管電流(A)を大きくすることができない。

【0060】

しかし本実施例4では、X線管球11の管電流(A)を入力手段23の操作によりA1 < A2の範囲内の値に設定すると(ステップS11)、照射野R1のままで読出方法又は演算方法が切換わり(ステップS12)、隣接する4画素の画像データが1画素分として表示される(ステップS13)。

10

【0061】

同様に、更に鮮明に観察したい場合には、管電流(A)をA2 < A3の範囲内の値に設定すると(ステップS11)、再び読出方法又は演算方法が切換わり(ステップS12)、1画素の画像データがそのまま1画素分として表示される(ステップS13)。従って、照射野Rの大きさを変えることなく、より高解像度、高S/Nの鮮明な画像が観察可能となり、臨機応変な所望の撮影が可能となる。

【産業上の利用可能性】

【0062】

実施例では、X線平面検出器14としてX線強度を直接的に電荷に変換するもので構成したが、例えば検出器の全面に蛍光体を積層してX線強度を可視光に変換し、この光強度を電荷に再変換するもの等の他の検出器を使用しても支障はない。

20

【0063】

また、絞り手段12の開度情報又は照射野情報に連動するX線管球11の照射条件、X線平面検出器14から画像情報を読み出す方法、隣接する画素から読み出された画像情報の加算方法を関連付ける相關テーブルの各制御パラメータ及びその値は、上述の実施例に限定されず、撮影や診断の目的に要求される所望のX線画像に応じて自在に設定可能である。

【図面の簡単な説明】

【0064】

30

【図1】実施例1のX線透視撮影装置のブロック構成図である。

【図2】X線平面検出器と読出回路の構造と作動の概念図である。

【図3】撮影部位と照射野の説明図である。

【図4】実施例1のフローチャート図である。

【図5】実施例2～4における作動フローチャート図である。

【図6】従来のX線透視撮影装置のブロック構成図である。

【符号の説明】

【0065】

1 1 X線管球

40

1 2 X線絞り

1 4 X線平面検出器

1 5 読出回路

1 6 画像処理部

1 7 表示部

1 9 演算部

2 0 開度検知手段

2 1 制御部

2 2 照射野設定手段

2 3 入力手段

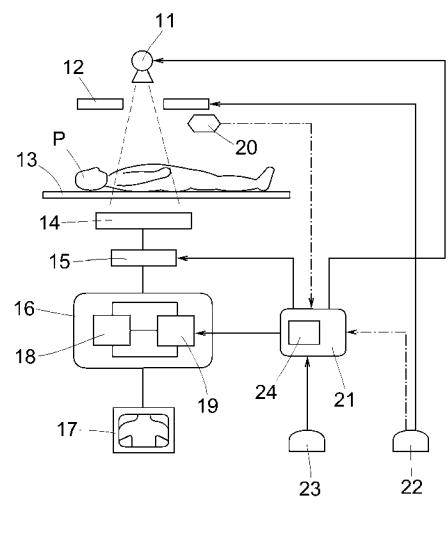
2 4 記憶部

50

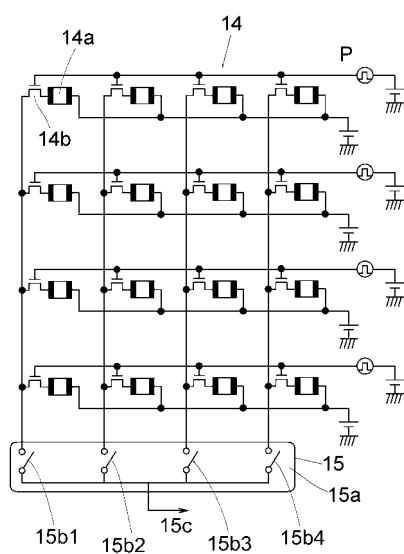
P 被検体

R 1、R 2、R 3 照射野

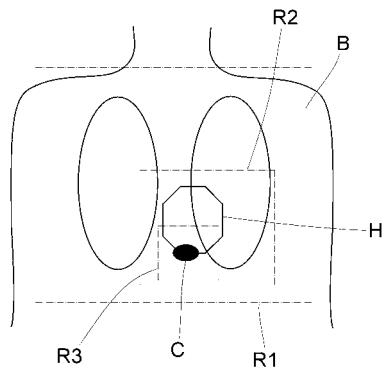
【図 1】



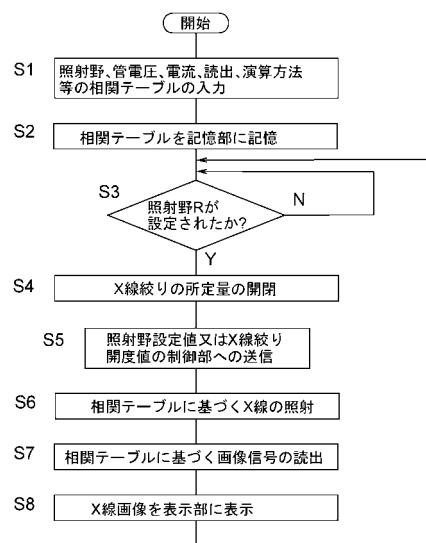
【図 2】



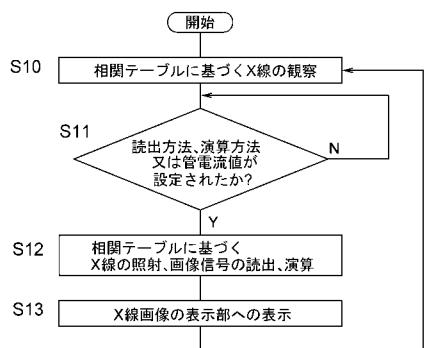
【図3】



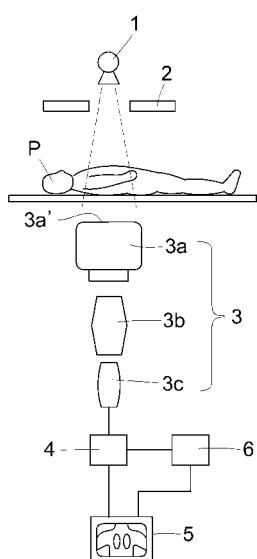
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-230555(JP,A)
特開2001-149353(JP,A)
特開2003-8994(JP,A)
特開平10-234714(JP,A)
特開昭62-2933(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00